



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenl gungsschrift**
⑩ **DE 199 51 496 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁷:
A 61 B 19/00
A 61 B 10/00
A 61 B 6/00
A 61 B 5/055

②1 Aktenzeichen: 199 51 496.8
②2 Anmeldetag: 26. 10. 1999
④3 Offenlegungstag: 4. 5. 2000

DE 199 51 496 A 1

③0 Unionspriorität:
10-305396 27. 10. 1998 JP
11-181701 28. 06. 1999 JP

⑦1 Anmelder:
Shimadzu Corp., Kyoto, JP

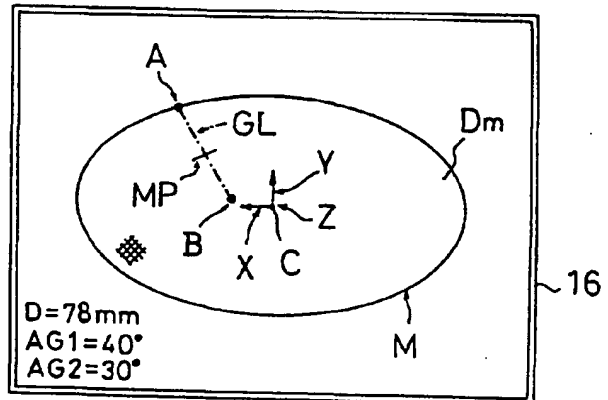
⑦4 Vertreter:
Wilhelms, Kilian & Partner, 81541 München

⑦2 Erfinder:
Iwano, Teruaki, Tokushima, JP; Yamashita,
Yoshinori, Kyoto, JP; Marume, Takashi, Kyoto, JP

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤4 Radiographievorrichtung

⑤7 Es wird eine Radiographievorrichtung beschrieben, welche es ermöglicht, daß eine Biopsienadel oder eine Medikamenteninjektionsnadel exakt und rasch in einen Patienten eingeführt wird. Sobald ein Nadeleintrittspunkt auf der Körperoberfläche des Patienten und ein Zielpunkt im Patienten auf dem Bildschirm eines Anzeigemonitors 16 bezeichnet und eingegeben sind, zeigt die erfindungsgemäße Radiographievorrichtung automatisch und en bloc auf dem Anzeigemonitor eine Führungslinie GL, die die beiden Punkte verbindet, Schnittpunktmarken, die Schnittpunkte der Führungslinie mit den CT-Bildern angeben, und Winkel und eine Länge, die als Referenz zur Bestimmung einer Richtung und der Tiefe des Einführens der Nadel dienen, an. Der Bediener muß die Nadel nur auf eine benötigte Tiefe längs der Führungslinie und Schnittpunktmarken in der durch die Winkel angezeigten Richtung bewegen. Die Biopsienadel bzw. Injektionsnadel kann exakt und rasch in den Patienten eingeführt werden.



DE 199 51 496 A 1

Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf Radiographievorrichtungen, wie eine Röntgen-CT-Vorrichtung oder eine MRI-Vorrichtung, zur Verwendung beim Einschleiben einer Biopsienadel in einen Patienten für eine Gewebeentfernung zur Biopsie oder einer Injektionsadel zum Spritzen eines Krebsmittels in den erkrankten Teil des Patienten. Im einzelnen bezieht sich die Erfindung auf eine Technik zur Vorhersage eines Laufwegs einer Biopsie- oder Injektionsadel (die im folgenden allgemein "Schubnadel" genannt werden).

Bei der Untersuchung und Behandlung von Krebs in medizinischen Einrichtungen wird eine Schubnadel in den Körper des Patienten eingeführt, um Gewebe zur Biopsie zu entnehmen oder um ein Krebsmittel bzw. eine Krebsbekämpfungsverbindung in den erkrankten Teil zu spritzen. Bei einem der herkömmlichen Verfahren wird beispielsweise eine Schubnadel in den Patienten unter Beobachtung der Bewegungsbedingungen der Nadel mittels Fluoroskopie, die durch eine Röntgen-CT-Vorrichtung geliefert wird, eingeführt. Diese Praxis wird nachfolgend am Beispiel einer Biopsienadel beschrieben.

Bei diesem Verfahren, wie es in Fig. 1 gezeigt ist, wird ein Fächerbündel FB von einer (nicht gezeigten) Röntgenröhre in einen Querschnitt (Scheibenebene) D1 abgegeben, der einen Nadeleintrittspunkt A eines Patienten M, der auf einem Deckbrett 50 liegt, enthält. Ein (nicht gezeigter) Röntgendetektor gibt Röntgennachweisdaten ab, die ein Querschnittsbild P1 einer Scheibenebene D1 liefern, die in Echtzeit auf dem Bildschirm eines Anzeigemonitors 51, wie in Fig. 2A gezeigt, wiedergegeben wird.

Die Biopsienadel K wird dann auf den Nadeleintrittspunkt am Körper des Patienten M aufgesetzt. Der Bediener schiebt unter Beobachtung des Bildschirms des Anzeigemonitors 51 allmählich die Biopsienadel K zum Gewebeentnahmepunkt B, wobei er sich auf das verläßt, was er auf dem Bildschirm sieht. Gleichzeitig wird das Deckbrett 50 so bewegt, daß das Fächerbündel FB aufeinanderfolgend Scheibenebenen, ausgehend von der Scheibenebene D1, die den Nadeleintrittspunkt A enthält, bis zu einer Scheibenebene Dn, die den Gewebeentnahmepunkt (das Ziel) B enthält, bestrahlt.

Auf diese Weise werden verschiedene Schnittbilder aufeinanderfolgend auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 51 wiedergegeben. Wie in Fig. 2B gezeigt, erscheint die Spitze Ka der Biopsienadel K mit einem Schnittbild Pm auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 51. Dies versetzt den Bediener in die Lage, mit dem Verschieben der Biopsienadel K fortzufahren, während er dauernd die Laufbedingungen der Biopsienadel K auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 51 verfolgt.

Schließlich erreicht, wie in Fig. 2C gezeigt, die Spitze Ka der Biopsienadel K den Gewebeentnahmepunkt B in einem Schnittbild Pn der Scheibenebene Dn des Patienten M. Mit Bestätigung dieser Position der Biopsienadel K ist der Nadeleinführungsvorgang als solcher abgeschlossen.

Wo jedoch eine herkömmliche Röntgen-CT-Vorrichtung oder dergleichen beim Einführen einer Biopsienadel in einen Patienten verwendet wird, ist es schwierig, einen exakten Laufweg der Biopsienadel zu gewährleisten. Ferner hat die herkömmliche Praxis des Einführens der Biopsienadel den Nachteil, daß eine sehr lange Zeit beansprucht wird.

Beim Führen der Biopsienadel K sagt der Bediener einen Laufweg der Biopsienadel K voraus, indem er lediglich Schnittbilder von Scheibenebenen des Patienten M beobachtet. Es ist schwierig, den Laufweg einer Biopsienadel K exakt vorherzusagen, indem man sich allein auf die Schnitt-

bilder von Scheibenebenen des Patienten M verläßt. Eine ungenaue Vorhersage eines Laufwegs einer Biopsienadel K kann einen genauen Laufweg der Biopsienadel K nicht gewährleisten.

Außerdem können sich zwischen dem Nadeleintrittspunkt A und dem Gewebeentnahmepunkt B verletzbare Organe befinden, die von der Nadel nicht durchdrungen werden dürfen, oder harte Knochen, die von der Nadel nicht durchdrungen werden können. Der Bediener muß die Biopsienadel K im Abstand von solchen verletzbaaren Organen und harten Knochen nach dem Versuch-und-Irrtum-Prinzip führen, wobei er sich auf die visuelle Beobachtung verläßt. Dieser Nadeleinführungsvorgang benötigt lange Zeit.

Die Erfindung erfolgt im Hinblick auf den oben angegebenen Stand der Technik, und es liegt ihr die Aufgabe zugrunde, eine Radiographievorrichtung zu schaffen, mit der eine Schubnadel längs eines exakten Laufwegs auf schnelle Weise geführt werden kann.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch eine Radiographievorrichtung zur Verschiebung von abgebildeten Scheibenebenen eines Patienten und Anzeige von Schnittbildern der Scheibenebenen in Echtzeit auf einen Anzeigemonitor ansprechend auf das Einführen einer Schubnadel in den Patienten, um das Führen der Schubnadel von der Körperoberfläche des Patienten an einen Zielpunkt im Patienten zu erleichtern, wobei die Vorrichtung eine Bildschirmeingabevorrichtung zur Bezeichnung und Eingabe eines Nadeleintrittspunktes auf der Körperoberfläche des Patienten und des Zielpunkts im Patienten auf einem Bildschirm eines Anzeigemonitors, der die Schnittbilder anzeigt, sowie eine Führungslinienberechnungs- und -anzeigeeinheit zur Berechnung eines Liniensegments, welches den Nadeleintrittspunkt und den Zielpunkt miteinander verknüpft, und zur Anzeige des Liniensegments als den Schnittbildern überlagerte Führungslinie zur Führung der Schubnadel aufweist.

Gemäß der Erfindung werden, wenn eine Schubnadel in einen Patienten eingeführt wird, Schnittbilder, die einen Nadeleingabepunkt auf der Körperoberfläche des Patienten und einen Zielpunkt im Patienten enthalten, auf dem Anzeigemonitor angezeigt, und die Bildschirmeingabevorrichtung wird so betrieben, daß der Nadeleintrittspunkt und der Zielpunkt auf dem Bildschirm bezeichnet und eingegeben werden. Die Führungslinienberechnungs- und -anzeigeeinheit berechnet unmittelbar ein Liniensegment, welches den Nadeleingabepunkt und den Zielpunkt miteinander verbindet. Das berechnete Liniensegment wird den Schnittbildern überlagert automatisch als Führungslinie angezeigt. Beruht auf der den Schnittbildern auf dem Schirm des Anzeigemonitors überlagert angezeigten Führungslinie kann der Bediener unmittelbar feststellen, ob der Laufweg der Nadel stimmt oder nicht. Wenn der Laufweg als richtig befunden wird, muß der Bediener lediglich die Schubnadel längs der Führungslinie führen. D.h., bei der Vorrichtung gemäß der Erfindung dient die Führungslinie als Referenz für das Einführen der Schubnadel, wodurch der Nadelführvorgang exakt und schnell durchgeführt werden kann. Wenn sich der Führungsweg als ungeeignet erweist, werden ein Nadeleintrittspunkt oder ein Zielpunkt gänzlich erneut bezeichnet, um eine neue Führungslinie zu berechnen und anzuzeigen.

Vorzugsweise umfaßt die Radiographievorrichtung gemäß der Erfindung ferner eine Schnittpunktberechnungs- und -anzeigeeinheit zur aufeinanderfolgenden Berechnung von Schnittpunkten der Scheibenebenen mit der Führungslinie ansprechend auf eine Verschiebung der Scheibenebenen und zur Anzeige von die Schnittpunkte angegebenden Schnittpunktmarken in Überlagerung zu den Schnittbildern. Wenn die Schubnadel korrekt längs der Führungslinie läuft, ver-

fehlt die Nadelspitze niemals die berechneten Schnittpunkte. Der Bediener muß also nur die Schubnadel in einer solchen Weise führen, daß die Nadelspitze mit den berechneten, die Schnittpunkte darstellenden Schnittpunktmarken zusammenfällt. D.h., die die Schnittpunkte darstellenden Schnittpunktmarken dienen als Referenz zur Führung der Nadelspitze an eine exakte Position, wodurch der Nadeleinührungsvorgang exakt und schnell durchgeführt werden kann.

Vorzugsweise weist die Radiographievorrichtung gemäß der Erfindung ferner eine Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeneinheit zur aufeinanderfolgenden Berechnung von Scheibendickenreichweiten, die sich jeweils zwischen entgegengesetzten Enden eines Abschnitts der Führungslinie, der innerhalb einer Scheibendicke vorhanden ist, quer zu den Scheibenebenen erstrecken, ansprechend auf das Verschieben der Scheibenebenen und zur Anzeige der Scheibendickenreichweiten der Führungslinie in Überlagerung zu den Schnittbildern. Mit diesem Aufbau führt der Bediener die Schubnadel so, daß sich die Nadelspitze exakt vom Ausgangsende zum Abschlußende einer jeden Scheibendickenreichweite der Führungslinie erstreckt. D.h., jedes Schnittbild, welchem die Führungslinie überlagert ist, enthält Daten innerhalb seiner Scheibendicke kombiniert und sozusagen komprimiert in dieses. Die Schubnadel wird streng genommen längs der Führungslinie gerade um einen Betrag geführt, der gleich der Scheibendicke ist. Wenn also der Bediener korrekt die Schubnadel beruhend auf den einzelnen Schnittbildern führt, bewegt sich die Nadelspitze exakt vom Ausgangsende zum Abschlußende einer jeden Scheibendickenreichweite der Führungslinie. Die Scheibendickenreichweite der Führungslinie, die jedem Schnittbild überlagert ist, dient also als Referenz zur Führung der Nadelspitze über die Scheibendicke hinweg an eine exakte Position.

Bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung werden im folgenden anhand der beigelegten Zeichnungen beschrieben. Auf diesen ist bzw. sind

Fig. 1 eine schematische perspektivische Ansicht, welche in Umrissen einen radiographischen Prozeß mit einer herkömmlichen Vorrichtung veranschaulicht,

Fig. 2A bis 2C Vorderansichten eines Bildschirms der herkömmlichen Vorrichtung, der verschiedene Führungsstadien einer Biopsienadel zeigen,

Fig. 3 ein Blockschaltbild einer gesamten Röntgen-CT-Vorrichtung in einer ersten Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 4 eine schematische perspektivische Ansicht, welche eine radiographischen Prozeß bei der ersten Ausführungsform in Umrissen veranschaulicht,

Fig. 5 eine schematische Vorderansicht zur schematischen Wiedergabe des radiographischen Prozesses bei der ersten Ausführungsform,

Fig. 6 eine Vorderansicht eines Eingabebildschirms, welcher einen Nadeleintrittspunkt bei der ersten Ausführungsform zeigt,

Fig. 7 eine Vorderansicht eines Eingabebildschirms, welcher einen Gewebeentnahmepunkt bei der ersten Ausführungsform zeigt,

Fig. 8 eine Vorderansicht eines Anzeigebildschirms, welcher eine Führungslinie bei der ersten Ausführungsform zeigt,

Fig. 9 eine Vorderansicht eines Anzeigebildschirms, welcher einen Führungszustand einer Biopsienadel bei der ersten Ausführungsform zeigt,

Fig. 10 eine Vorderansicht, welche das Kippen eines Gerüsts bei der ersten Ausführungsform zeigt,

Fig. 11 ein Flußdiagramm eine Folge der Gewebeentnahme mit der Biopsienadel bei der ersten Ausführungs-

form,

Fig. 12 eine Blockschaltbild einer gesamten Röntgen-CT-Vorrichtung in einer zweiten Ausführungsform,

Fig. 13 eine Vorderansicht eines Anzeigebildschirms, welcher eine Führungslinie bei der zweiten Ausführungsform zeigt,

Fig. 14 eine schematische Ansicht, welche eine abzubildende Scheibendicke eines Patienten zeigt,

Fig. 15 eine schematische Ansicht, welche Laufbedingungen einer Biopsienadel bei der zweiten Ausführungsform zeigt,

Fig. 16A bis 16C schematische Ansichten, die die Bewegung der Nadelspitze auf dem Bildschirm beim Führen der Biopsienadel bei der zweiten Ausführungsform zeigen.

Erste Ausführungsform

Fig. 3 ist ein Blockschaltbild einer gesamten Röntgen-CT-Vorrichtung in einer ersten Ausführungsform der Erfindung. In der folgenden Beschreibung wird die Vorrichtung dazu verwendet, eine Biopsienadel in einen Patienten zu schieben. Es versteht sich jedoch, daß die Erfindung auch auf den Fall des Einschlebens einer Injektionsnadel in einen Patienten zu Injizieren eines Krebsmittels oder einer Verbindung in einen erkrankten Teil des Patienten verwendet werden kann.

Wie in Fig. 3 gezeigt, enthält die Röntgen-CT-Vorrichtung in dieser Ausführungsform ein bewegbares Deckbrett 1 sowie eine Bildaufnahmeverrichtung mit einer Röntgenröhre 2 zur Aussendung von Röntgenstrahlung und einem Röntgendetektor 3 zur Feststellung der ausgesandten Röntgenstrahlung. Die Röntgenröhre 2 und der Röntgendetektor 3 liegen einander über einen Patienten M, der auf dem Deckbrett 1 liegt, gegenüber. Die Vorrichtung enthält ferner eine Bildaufnahmewälzereinheit 4 zum Umwälzen der Röntgenröhre 2 und des Röntgendetektors 3, einander gegenüberliegend, um die Körperachse des Patienten M in der durch einen Pfeil RA angegebenen Richtung.

Das Deckbrett 1 ist so aufgebaut, daß es mit dem darauf angeordneten Patienten M vorwärts und rückwärts bewegbar ist. Das Deckbrett 1 wird unter der Steuerung einer Deckbrett-Anstrichseinheit 5 bewegt.

Während der Umwälzung bestrahlt die Röntgenröhre 2 den Patienten M mit einem Fächerbündel FB bei ausgewählten Bestrahlungsbedingungen, wie Röhrenspannung und Röhrenstrom, unter der Steuerung einer Emissionssteuereinheit 6, die einen Hochspannungsgenerator enthält.

Der Röntgendetektor 3 ist ein Vielkanaldetektor mit einer Vielzahl, beispielsweise von der Größenordnung 1000, von Röntgenstrahl-Nachweiselementen 3a, die längs der Weite des Fächerbündels FB angeordnet sind. Der mit der Röntgenröhre 2 umgewälzte Röntgendetektor 3 gibt Röntgenstrahlungs-Nachweisdaten aus, während das Fächerbündel FB von der Röntgenröhre 2 abgegeben wird.

Die Bildaufnahmeverrichtung enthält bei dieser Ausführungsform ferner einen Drehring 7, der die Röntgenröhre 2 und den Röntgendetektor 3 fest hält, sowie einen Ringdrehmechanismus 8, der eine Rolle 8a und einen Riemen 8b aufweist. Unter der Steuerung der Bildaufnahmewälzereinheit 4 dreht der Ringdrehmechanismus 8 den Drehring, so daß die Röntgenröhre 2 und der Röntgendetektor 3 gemeinsam umgewälzt werden.

Die Bildaufnahmewälzereinheit 4, die Deckbrettantriebseinheit 5 und die Emissionssteuereinheit 6 führen die jeweiligen Steuerungen auf Befehle einer Abbildungssteuereinheit 10 aus. Diese Befehle werden zu geeigneten Zeiten ansprechend auf Eingaben ausgegeben, die über eine Konsole 9 oder dergl. erfolgen.

Bei dieser Ausführungsform werden die Röntgenstrahlungsnachweisdaten, die vom Röntgendetektor 3 ausgegeben werden, während das Fächerbündel FB von der Röntgenröhre 2 ausgehen wird, in einem Datenkollektor (DAS) 11 gesammelt und danach auf einen Analog-Digitalwandler 12 zur Digitalisierung der Daten übertragen. Auf den Analog-Digitalwandler 12 folgen in der Anordnung ein Nachweisdatenspeicher 13 zur Speicherung der Röntgennachweisdaten, eine Bildrekonstruktionseinheit 14 zur Durchführung einer dreidimensionalen Bildrekonstruktion beruhend auf den Röntgennachweisdaten, ein CT-Bildspeicher zur Zwischenspeicherung der aufgenommen (Röntgen-)CT-Bilder sowie ein Anzeigemonitor 16 zur Anzeige der CT-Bilder.

Wie in den Fig. 4 und 5 gezeigt, sind bei der Bildaufnahmeverrichtung dieser Ausführungsform als Vorrichtungskoordinaten kartesische XYZ-Koordinaten mit Ursprung C eingestellt, der mit der Abbildungsmitte im Gestell G zusammenfällt. Bei der Durchführung der Radiographie wird der Patient M auf dem Deckbrett 1 mit längs der X-Achse ausgerichteter Körperachse angeordnet. Nachfolgend wird, wie in Fig. 4 gezeigt, das Fächerbündel FB so ausgesendet, daß es eine den Ursprung C enthaltende XY-Ebene durchwandert. Dies liefert ein CT-Bild einer Scheibenebene des Patienten M, die mit der XY-Ebene zusammenfällt. Tatsächlich können CT-Bilder durch Kippen des Gestells G um einen bestimmten Winkel aufgenommen werden. Zum besseren Verständnis wird hier angenommen, daß CT-Bilder mit der XY-Ebene zusammenfallend aufgenommen werden.

Es wird also wie in Fig. 5 gezeigt, das Deckbrett 1, wie durch einen Pfeil RB angegeben, längs der Z-Achse bewegt, um Z-Koordinaten Z_1, \dots, Z_n herbeizuführen, die aktuelle Positionen des Patienten M beispielsweise zum Ursprung C angeben. Auf diese Weise können CT-Bilder ausgewählter Scheibenebenen D_1, \dots, D_n (senkrecht zur Körperachse) des Patienten M nacheinander gewonnen werden. Es ist einsichtig, daß die Mitte von Bildschirmkoordinaten auf den Anzeigemonitor 16 zur Anzeige der CT-Bilder in entsprechender Beziehung zum Ursprung C der Vorrichtungskoordinaten eingestellt wird.

Die Röntgen-CT-Vorrichtung dieser Ausführungsform hat verschiedene Merkmale, die beim Einschieben einer Biopsienadel in einen Patienten M zur Gewebeentnahme für eine biopsische Untersuchung von Nutzen sind.

Diese Vorrichtung enthält eine Maus (Bildschirmeingabevorrichtung) 17 zur Bezeichnung eines Nadeleintrittspunkts A und eines Gewebeentnahmepunkts (Ziel) B auf/in dem Patienten M auf dem Bildschirm des CT-Bilderanzeigemonitors 16. Die Vorrichtung enthält auch eine Führungslinienberechnungs- und -anzeigeeinheit 18 zur Berechnung eines Liniensegments zwischen dem Nadeleintrittspunkt A und dem Gewebeentnahmepunkt B, die mit der Maus 17 bezeichnet worden sind, und zur Anzeige des Segments als Führungslinie GL in Überlagerung auf den CT-Bildern zum Führen der Biopsienadel.

Es ist hier angenommen, daß wie in den Fig. 4 und 5 gezeigt, der Nadeleintrittspunkt A an einem äußeren Rand der Scheibenebene D_1 bei der Z-Laufkoordinate Z_1 liegt, während der Gewebeentnahmepunkt B auf oder benachbart zu der Mitte der Scheibenebene D_n der Z-Laufkoordinate Z_n liegt.

Zur Eingabe des Nadeleintrittspunkts A auf dem Bildschirm wird, wie in Fig. 6 gezeigt, das CT-Bild der Scheibenebene D_1 auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 angezeigt, und die Maus 17 wird nach dem Bewegen des Cursors an die Position des Nadeleintrittspunkts A angeklickt. Die Abbildungssteuereinheit 10 liest dann die XY-Koordinaten (X_1, Y_1) (entsprechend dem Vorrichtungs-

ordinatensystem) des Nadeleintrittspunkts A anhand des Eingabepunkts auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 und liest die Z-Koordinate (Z_1) (entsprechend dem Vorrichtungskoordinatensystem) des Nadeleintrittspunkts A anhand eines Bewegungsausmaßes des Deckbretts 1 gegenüber dem Ursprung C, welches vom Deckbrett-Lagedetektor 19 gesendet wird. Die drei gelesenen Koordinaten des Nadeleintrittspunkts A werden auf die Führungslinienberechnungs- und -anzeigeeinheit 18 übertragen.

Für die Eingabe des Gewebeentnahmepunkts B auf dem Bildschirm wird, wie in Fig. 7 gezeigt, das CT-Bild der Scheibenebene D_n auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 angezeigt, und die Maus 17 wird nach dem Bewegen des Cursors an die Position des Gewebeentnahmepunkts B angeklickt. Die Abbildungssteuereinheit 10 liest dann XY-Koordinaten (X_n, Y_n) (entsprechend dem Vorrichtungskoordinatensystem) des Gewebeentnahmepunkts B anhand des Eingabepunkts auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16, und liest die Z-Koordinate (Z_n) (entsprechend dem Vorrichtungskoordinatensystem) des Gewebeentnahmepunkts B anhand eines Bewegungsausmaßes des Deckbretts 1 gegenüber dem Ursprung C, das vom Deckbrett-Lagedetektor 19 übertragen wird. Die drei gelesenen Koordinaten des Gewebeentnahmepunkts B werden auf die Führungslinienberechnungs- und -anzeigeeinheit 18 übertragen.

Die Führungslinienberechnungs- und -anzeigeeinheit 18 berechnet unmittelbar anhand der Koordinaten der beiden Punkte A und B die Führungslinie GL. Wie in Fig. 8 gezeigt, wird die Führungslinie L den CT-Bildern überlagert auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 angezeigt. Fig. 8 zeigt ein CT-Bild der Scheibenebene D_m . Der Bediener benutzt die Führungslinie GL als Referenz zur Auswahl eines Führungsweges für die Biopsienadel. Die Führungslinie GL erstreckt sich zwar zwischen den beiden Punkten A und B üblicherweise als gerade Linie im dreidimensionalen Koordinatensystem; jedes CT-Bild auf dem Anzeigemonitor 16 zeigt aber eine zweidimensionale Führungslinie GL, die auf ihre Scheibenebene projiziert ist.

Die Vorrichtung dieser Ausführungsform enthält ferner eine Schnittpunktsberechnungs- und -anzeigeeinheit 20 zur aufeinanderfolgenden Berechnung von Schnittpunkten der abgebildeten Scheibenebenen mit der dreidimensionalen Führungslinie GL ansprechend auf die Bewegung des Deckbretts 1 und zur Anzeige einer Schnittpunktsmarke MP, die jeweils den berechneten Schnittpunkt angibt, in Überlagerung zum CT-Bild, wie dies in Fig. 8 gezeigt ist.

Wo die Punkte A und B in unterschiedlichen Scheibenebenen liegen, schneiden sich eine Scheibenebene und die Führungslinie GL nur an einem Punkt, und unterschiedliche abgebildete Scheibenebenen haben unterschiedliche Schnittpunkte mit der Führungslinie GL. Es ist daher erforderlich, eine Schnittpunktsposition nach der anderen folgend auf eine Bewegung des Deckbretts 1 (folgend auf Änderungen der Scheibenebenen am Ursprung C) zu berechnen.

Beim Einschieben der Biopsienadel K wird, wie in Fig. 9 gezeigt, die Nadelspitze K_a auf die Schnittpunktsmarke MP gesetzt. Da das Fächerbündel FB eine bestimmte Dicke hat, erscheint ein Teil der Biopsienadel K im CT-Bild.

Ferner enthält die Vorrichtung dieser Ausführungsform eine Winkelberechnungs- und -anzeigeeinheit 21 zur Berechnung eines Winkels AG_1 , der zwischen der Führungslinie GL und der Z-Achse (Referenzachse) ausgebildet wird, und eines Winkels AG_2 zwischen der Führungslinie GL und der Y-Achse (Referenzachse) und zur gleichzeitigen Anzeige von numerischen Werten, die die Winkel AG_1 und AG_2 darstellen, auf dem Anzeigemonitor 16, wie dies in Fig. 8 gezeigt ist. Die Vorrichtung enthält auch eine Längen-

berechnungs- und -anzeigeeinheit 22 zur Berechnung einer Länge D der Führungslinie GL und zur gleichzeitigen Anzeige eines numerischen Werts, der die Länge D darstellt, auf dem Anzeigemonitor 16, wie dies in Fig. 8 gezeigt ist.

Der Bediener kann anhand der berechneten numerischen Werte der Winkel AG1 und AG2 eine Richtung annehmen, in der die Biopsienadel K vorgeschoben werden sollte. Beispielsweise bringt der Bediener die Biopsienadel K in eine vertikale Stellung auf den Nadeleintrittspunkt A und kippt dann die Nadel K unter dem Winkel AG1 zur Z-Achse und unter dem Winkel AG2 zur Y-Achse. Damit ist die Biopsienadel K auf die Führungslinie GL ausgerichtet.

Ferner kann der Bediener anhand des berechneten numerischen Werts der Länge D eine Tiefe annehmen, auf die die Biopsienadel K eingeschoben werden sollte. Die Biopsienadel K ist üblicherweise von der Spitze zum anderen Ende hin mit einer Skalenteilung versehen. Der Bediener schiebt die Biopsienadel K bis zu einer Skalenmarke ein, die dem berechneten numerischen Wert der Länge D entspricht.

Die Röntgen-CT-Vorrichtung dieser Ausführungsform nimmt nicht stets Bilder von Scheibenebenen senkrecht zur Körperachse des Patienten M, wie oben beschrieben, auf, sondern kann auch Bilder von Scheibenebenen aufnehmen, die in Bezug auf die Körperachse des Patienten M geneigt sind, wenn das Gerüst C mit der Gerüstkippeinheit 5a um einen Winkel TA, wie in Fig. 10 gezeigt, gekippt wird. In diesem Fall muß der Kippwinkel TA des Gerüsts G berücksichtigt werden, wenn die Führungslinie GL, Schnittpunkte der Führungslinie GL mit CT-Bildern, Winkel AG1 und AG2, die eine Richtung der Führungslinie GL angeben, und die Länge D der Führungslinie GL berechnet werden. Die Vorrichtung dieser Ausführungsform enthält einen Kippwinkel-detektor 23 zum Feststellen des Kippwinkels TA des Gerüsts G und zum Übertragen des Kippwinkels TA auf die Berechnungs- und -anzeigeeinheiten 18 und 20-22. Beruhend auf dem Kippwinkel TA ersetzen diese Einheiten 18 und 20-22 die betreffenden Koordinaten durch die Vorrichtungskordinaten.

Bei dieser Ausführungsform sind die Bildrekonstruktionseinheit 14 und die Berechnungs- und -anzeigeeinheiten 18 und 20-22 hauptsächlich durch einen Rechner und Betriebsprogramme (Software) gebildet.

Als nächstes wird eine Arbeitsweise der Vorrichtung mit obigem Aufbau unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beschrieben. Bei dieser Arbeitsweise wird die Biopsienadel in den Patienten M zur Gewebeentnahme mit Hilfe von CT-Fluoroskopie eingeführt.

Fig. 11 ist ein Flußdiagramm einer Folge der Gewebeentnahme mit der Biopsienadel.

[Schritt S1] Der Patient M, dem zur Biopsie Gewebe entnommen werden soll, wird auf dem Deckbrett 1 angeordnet. Während das Deckbrett 1 längs der Z-Achse bewegt wird, wird der Patient M mit dem Fächerbündel FB bestrahlt. Es wird eine CT-Fluoroskopie zur Anzeige von CT-Bildern von Scheibenebenen des Patienten M auf dem Anzeigemonitor 16 mit einer schnellen Rate von beispielsweise 8 Bildern pro Sekunde begonnen.

[Schritt S2] Wenn das CT-Bild der Scheibenebene D1 mit dem Nadeleintrittspunkt A auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16, wie in Fig. 6 gezeigt, angezeigt wird, wird die Bewegung des Deckbretts 1 vorübergehend angehalten. Die Maus 17 wird auf dem Nadeleintrittspunkt A angeklickt und das Deckbrett 1 erneut bewegt.

[Schritt S3] Wenn das CT-Bild der Scheibenebene Dn mit dem Gewebeentnahmepunkt B auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16, wie in Fig. 7 gezeigt, angezeigt wird, wird die Bewegung des Deckbretts 1 vorübergehend angehalten. Die Maus 17 wird auf dem Gewebeentnahmepunkt B

angeklickt.

[Schritt S4] Mit Bezeichnung der beiden Punkte A und B werden die Führungslinien GL, die Schnittpunktmarke MP und berechnete Winkel AG1 und AG2 sowie Länge D der Führungslinie GL auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 angezeigt.

[Schritt S5] Das Deckbrett 1 wird in die Stellung zurückgeführt, wo das CT-Bild der Scheibenebene D1 auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 angezeigt wird. Der Bediener beginnt damit, die Biopsienadel K unter Verwendung der berechneten Winkel AG1 und AG2 als Referenz einzuschieben.

[Schritt S6] Nachdem die Spitze Ka der Biopsienadel auf die Schnittpunktmarke MP auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16, wie in Fig. 9 gezeigt, gesetzt ist, wird das Deckbrett 1 etwas bewegt.

[Schritt S7] Der Schritt 6 wird unter Verwendung des numerischen Werts der Länge D der Führungslinie GL als Referenz wiederholt, bis die Spitze Ka der Biopsienadel K den Gewebeentnahmepunkt B erreicht. Wenn die Spitze Ka der Biopsienadel K den Gewebeentnahmepunkt B erreicht hat, geht der Vorgang nach Schritt S8 weiter.

[Schritt S8] Ein Vorgang, der zur Entfernung von Gewebe zur biopsischen Untersuchung notwendig ist, wird durchgeführt.

[Schritt S9] Mit Abschluß des zur Gewebeentnahme notwendigen Vorgangs wird die Biopsienadel K schnell zurückgezogen und die CT-Fluoroskopie beendet, wenn dies angebracht ist.

[Schritt S10] Der Patient M wird zum Abschließen der Gewebeentnahme für Biopsie vom Deckbrett 1 entfernt.

Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung dieser oben beschriebenen Ausführungsform wird die Führungslinie GL, die den Nadeleintrittspunkt A und den Gewebeentnahmepunkt B verbindet, den CT-Bildern auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 überlagert angezeigt. Der Bediener kann exakt einen Laufweg der Biopsienadel K vorhersagen, so daß der Laufweg der Biopsienadel K stets exakt ist. Außerdem dient die Führungslinie GL als Referenz beim Führen der Biopsienadel K, wodurch die Biopsienadel K schnell geführt werden kann.

Die Vorrichtung dieser Ausführungsform zeigt die Schnittpunktmarken MP den CT-Bildern überlagert an, so daß diese als Referenz zum Leiten der Nadelspitze Ka an eine korrekte Position dienen. Der Bediener kann also die Biopsienadel K exakt und schnell in den Patienten M einführen.

Die Vorrichtung dieser Ausführungsform zeigt auch die berechneten Winkel AG1 und AG2 und Länge D der Führungslinie GL auf dem Anzeigemonitor 16 an. Die Winkel AG1 und AG2 wirken als Referenz zur Bestimmung einer Richtung des Führens der Biopsienadel K, während die Länge D als Referenz zur Bestimmung einer Tiefe der Einführung der Biopsienadel K wirkt. Der Bediener kann also die Biopsienadel K rasch und schnell in den Patienten M führen.

Zweite Ausführungsform

Eine Radiographievorrichtung in einer zweiten Ausführungsform dieser Erfindung wird als nächstes unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beschrieben. Fig. 12 ist ein Blockschaltbild einer gesamten Röntgen-CT-Vorrichtung in der zweiten Ausführungsform der Erfindung. Wie aus Fig. 12 ersichtlich, enthält die Vorrichtung in der zweiten Ausführungsform zusätzlich eine Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit 24. Ansonsten hat die Vorrichtung den gleichen Aufbau und die gleichen Wirkun-

gen wie die erste Ausführungsform. Zur Vermeidung von Wiederholungen werden die gemeinsamen Merkmale in der folgenden Beschreibung weggelassen und nur unterschiedliche Aspekte nachfolgend beschrieben.

Bei der Vorrichtung dieser Ausführungsform berechnet, wie in Fig. 13 gezeigt, die Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit 24 ansprechend auf die Bewegung des Deckbretts 1 aufeinanderfolgend eine Scheibendickenreichweite der Führungslinie GL entsprechend einer Scheibendicke eines jeden CT-Bildes, auf welchem die Führungslinie GL überlagert ist. Die Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit 24 zeigt einem jeden CT-Bild überlagert Reichweitenmarken SPa und SPb an, die die berechnete Scheibendickenreichweite der Führungslinie GL angeben.

Genaugenommen enthält bei der Röntgen-CT-Vorrichtung, wie in Fig. 14 gezeigt, das CT-Bild jeder Scheibenebene D1, . . . Dm oder Dn bei der Z-Koordinate Z1 . . . Zm oder Zn kombiniert und sozusagen (längs der Z-Achse) hineinkomprimiert am Ort der Z-Koordinate Z1 . . . Zm oder Zn Daten innerhalb einer Scheibendicke Zd mit gleicher Breite ΔZ ($Zd/2$) in jeder entgegengesetzten Richtung längs der Z-Achse von der Z-Koordinate Z1 . . . Zm oder Zn aus. Die Biopsienadel wird strenggenommen längs der Führungslinie GL gerade um einen Betrag geführt, der gleich der Scheibendicke ist. Zur Beschreibung dieses Aspekts, indem die Scheibenebene Dm beispielsweise hergenommen wird, entspricht die in Fig. 13 gezeigte Schnittpunktsmarke MP einem Schnittpunkt von Führungslinie GL und Scheibenebene Dm in Fig. 14. Andererseits entsprechen die in Fig. 13 gezeigten Reichweitenmarken SPa und SPb Punkten, die durch Projizieren, auf die Scheibenebene Dm, von Schnittpunkten der Führungslinie GL mit zwei entgegengesetzten Ebenen Dm1 und Dm2, die über die Scheibenebene Dm in einem der Scheibendicken entsprechenden Abstand liegen, gebildet sind. Strenggenommen befindet sich die Schnittpunktsmarke MP am Mittelpunkt zwischen den beiden Reichweitenmarken SPa und SPb.

Im einzelnen ist die Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit 24 so aufgebaut, daß sie Positionen von Reichweitenmarken SPa und SPb, die eine Scheibendickenreichweite der Führungslinie GL angeben, anhand einer Dimension der Scheibendicke Zd (z. B. ungefähr 10 mm), eingegeben an der Konsole 9, und anhand von Koordinaten des Nadeleintrittspunkts A und des Gewebentnahmepunkts B, angegeben mit der Maus 17, berechnet. Für das CT-Bild der Scheibenebene Dm beispielsweise berechnet die Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit 24 einen Schnittpunkt einer geraden Linie, die die beiden Punkte A und B verbindet mit einer XY-Ebene (d. h. Ebene Dm1) senkrecht zur Z-Achse an der Position der Z-Koordinate $Z_m - Zd/2$ sowie einen Schnittpunkt derselben geraden Linie mit einer XY-Ebene (d. h. Ebene Dm2) senkrecht zur Z-Achse an der Stelle der Z-Koordinate $Z_m + Zd/2$. Die Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit 24 zeigt dann die Punkte der Projektion der beiden Schnittpunkte auf die Scheibenebene auf dem Anzeigemonitor 16 als Reichweitenmarken SPa und SPb an. Für die CT-Bilder der anderen Scheibenebenen wird die gleiche Berechnung durchgeführt, nur daß die Z-Koordinate Z_m auf andere Koordinaten geändert ist.

Anstelle des obigen Aufbaus kann die Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit so aufgebaut sein, daß sie Neigungswinkel der Führungslinie GL in Bezug auf die X-, Y- und Z-Achsen berechnet und als Positionen von Reichweitenmarken SPa und SPb Punkte in Abständen, die der Hälfte ($= Zd/2$) der Scheibendicke Zd in entgegengesetzten Richtungen längs der Führungslinie GL vom

Schnittpunkt MP aus und korrigiert gemäß den Neigungswinkeln der Führungslinie GL entsprechen, bestimmt.

Sobald die Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit 24 die Reichweitenmarken SPa und SPb in Überlagerung auf jedem CT-Bild anzeigt, dienen diese Marken als Referenz zur richtigen Führung der Spitze Ka der Biopsienadel K über die Scheibendicke hinweg.

Wenn die Biopsienadel K in Ausrichtung auf die Führungslinie GL über die Scheibendicke hinweg, wie in durchgehender Linie in Fig. 15 gezeigt, läuft, taucht die Nadelspitze Ka präzise an der Position der Reichweitenmarke SPa auf und erreicht die Reichweitenmarke SPb auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16, wie in Fig. 16A gezeigt.

Daher muß der Bediener nur die Biopsienadel K so führen, daß sich die Spitze Ka vom Ausgangsende zum Abschlußende der Scheibendickenreichweite der Führungslinie GL bewegt.

Wenn die Biopsienadel K von der Führungslinie GL abweicht, weicht üblicherweise die Nadelspitze Ka von der Führungslinie GL auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 ebenfalls ab. Abhängig jedoch vom Weg, auf dem die Biopsienadel K von der Führungslinie GL abweicht, könnte die Nadel K so erscheinen, als ob sie mit der Führungslinie GL zusammenfällt und mit ihr eine gemeinsame Linie bildet. Das heißt, die Führungslinie, die im wesentlichen ein dreidimensionales Bild ist, wird, dem CT-Bild überlagert, in auf die Scheibenebene projizierter Form als zweidimensionales Bild angezeigt. Wenn die Biopsienadel K in einer Ebene abweicht, die die dreidimensionale Führungslinie GL enthält und sich senkrecht zur Scheibenebene erstreckt, erscheinen die Spitze Ka der Biopsienadel K und die Führungslinie GL zusammenfallend auf dem CT-Bild. Wo jedoch, wie bei der Röntgen-CT-Vorrichtung dieser Ausführungsform die Reichweitenmarken SPa und SPb angezeigt werden, wird der Bediener verstehen, daß die Nadelspitze Ka mit der Führungslinie GL zusammenfallend erscheint, in Wirklichkeit von dieser jedoch abweicht.

Das heißt, wenn die Biopsienadel K von der Führungslinie GL nach links in Fig. 15, wie in strichpunktierter Linie wiedergegeben, abweicht und mit der Führungslinie GL nur scheinbar zusammenfällt, taucht die Nadelspitze Ka stromauf in Bezug auf die Reichweitenmarke SPa auf und hält kurz vor der Reichweitenmarke SPb auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16 an, wie dies in Fig. 16B gezeigt ist. Der Bediener kann also erkennen, daß die Biopsienadel K nicht korrekt der Führungslinie GL folgt.

Wenn die Biopsienadel K von der Führungslinie GL nach rechts in Fig. 15, wie in strichdoppelpunktierter Linie gezeigt, abweicht und mit der Führungslinie GL nur scheinbar zusammenfällt, taucht die Nadelspitze Ka stromab bezüglich der Reichweitenmarke SPa auf und reicht über die Reichweitenmarke SPb auf dem Bildschirm des Anzeigemonitors 16, wie in Fig. 16C gezeigt, hinaus. Der Bediener kann also erkennen, daß die Biopsienadel K nicht korrekt der Führungslinie GL folgt.

Natürlich nimmt die Röntgen-CT-Vorrichtung dieser Ausführungsform nicht stets Bilder von Scheibenebenen senkrecht zur Körperachse des Patienten M auf, sondern kann auch Bilder von Scheibenebenen aufnehmen, die in Bezug auf die Körperachse des Patienten M geneigt sind, wobei das Gerüst C durch die Gerüstkippeinheit 5a, wie bei der ersten Ausführungsform, um einen Winkel TA gekippt ist. In diesem Fall muß der Kippwinkel TA des Gerüsts G berücksichtigt werden, wenn die Reichweitenmarken SPa und SPb berechnet werden. Die Vorrichtung enthält bei dieser Ausführungsform einen Kippwinkeldetektor 23 zur Feststellung des Kippwinkels TA des Gerüsts G, welcher den Kippwinkel TA auf die Scheibendickenreichweitenberechnung

nungs- und -anzeigeeinheit 24 überträgt. Beruhend auf dem Kippwinkel TA ersetzt die Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinheit 24 die Koordinaten durch die Vorrichtungskordinaten.

Wie oben beschrieben, zeigt die Vorrichtung dieser Ausführungsform die Reichweitenmarken SPa und SPb an, die eine Scheibendickenreichweite der Führungslinie GL, die innerhalb der Scheibendicke Zd jedes CT-Bildes, dem die Führungslinie GL überlagert ist, vorliegt, angeben. Die Reichweitenmarken SPa und SPb dienen als Referenz zum Führen der Spitze Ka der Biopsienadel K über die Scheibendicke hinweg. Der Bediener kann daher die Biopsienadel K genau und rasch in den Patienten M führen.

Die Erfindung beschränkt sich nicht auf die oben beschriebenen Ausführungsformen, sondern kann mit den folgenden Modifikationen umgesetzt werden:

- (1) Die Ausführungsformen sind in Bezug auf eine Röntgen-CT-Vorrichtung beschrieben worden. Eine MRI-Vorrichtung (MRI steht für Magnetic Resonance Imaging) kann als Modifikation erwähnt werden.
- (2) Die vorstehenden Ausführungsformen können so modifiziert sein, daß sie eine Laser-Lichtemissionsvorrichtung zur Abgabe eines Laser-Bündels auf den Patienten M enthalten, welches eine Richtung angibt, die den mit der Winkelberechnungs- und -anzeigeeinheit 21 berechneten Winkeln AG1 und AG2 entspricht. Durch Einstellen der Längsrichtung der Biopsienadel K auf das Laserbündel, kann die Biopsienadel K korrekt in der durch die Führungslinie GL angegebenen Richtung laufen.
- (3) Bei den vorstehenden Ausführungsformen ist die Vorrichtung so ausgelegt, daß sie einen einzigen Satz aus Nadeleintrittspunkt und Gewebeentnahmepunkt bezeichnet und eine einzige Führungslinie berechnet und anzeigt. Die Erfindung ist auch auf einen Aufbau zur Bezeichnung mehrerer Sätze aus Nadeleintrittspunkt und Gewebeentnahmepunkt und Berechnung und Anzeige mehrerer Führungslinien gleichzeitig anwendbar.
- (4) Bei den vorstehenden Ausführungsformen ist das Deckbrett so bewegbar, daß veränderte Positionen von CT-Bildern (Scheibenebenen) geliefert werden. Statt dessen kann das Deckbrett auch feststehen und die Bildaufnahmeverrichtung so eingerichtet sein, daß sie längs der Körperachse des Patienten beweglich ist, um die verschiedenen Positionen von CT-Bildern zu liefern.
- (5) Bei der zweiten Ausführungsform werden die Reichweitenmarken SPa und SPb sowie der Schnittpunkt MP den einzelnen CT-Bildern überlagert angezeigt. Der Schnittpunkt MP, der sich am Mittelpunkt zwischen den Reichweitenmarken SPa und SPb befindet, kann visuell mit gewisser Sicherheit auch dann lokalisiert werden, wenn er nicht angezeigt wird, solange die Reichweitenmarken SPa und SPb angezeigt werden. Eine Röntgen-CT-Vorrichtung, die so aufgebaut ist, daß sie nur die Reichweitenmarken SPa und SPb den CT-Bildern überlagert anzeigt, kann als Modifikation genannt werden.
- (6) Wenn auch selten, kann das Gerüst gekippt oder das Deckbrett im Laufe des Einführens einer Biopsienadel in einen Patienten vertikal bewegt werden, während die CT-Bilder beobachtet werden. In diesem Fall muß die Führungslinie für die Anzeige korrigiert werden. Beispielsweise wird eine vorher hergeleitete Führungslinie aus Sicherheitsgründen gelöscht, und der Bediener dadurch gezwungen, einen Nadeleintrittspunkt

und einen Gewebeentnahmepunkt neu zu setzen, um eine neue Führungslinie zu bestimmen und anzuzeigen. Alternativ können die Koordinaten des Nadeleintrittspunkts und des Gewebeentnahmepunkts, die vorher eingestellt worden sind, mit einem neuen Kippwinkel oder einer neuen Deckbretthöhe korrigiert werden, um eine Führungslinie, Schnittpunktsmarken und Reichweitenmarken beruhend auf korrigierten Koordinaten des Nadeleintrittspunkts und des Gewebeentnahmepunkts anzuzeigen.

Patentansprüche

1. Radiographievorrichtung zur Verschiebung von abgebildeten Scheibenebenen eines Patienten und Anzeigen von Schnittbildern der Scheibenebenen in Echtzeit auf einem Anzeigemonitor ansprechend auf das Einführen einer Schubnadel in den Patienten zur Unterstützung der Einführung der Schubnadel von der Körperoberfläche des Patienten an einen Zielpunkt im Patienten, wobei die Vorrichtung aufweist: eine Bildschirmeingabeeinrichtung (17) zur Bezeichnung und Eingabe eines Nadeleintrittspunkts auf der Körperoberfläche des Patienten und des Zielpunkts im Patienten auf einem Bildschirm eines Anzeigemonitors (16), der die Schnittbilder anzeigt, und eine Führungslinienberechnungs- und -anzeigeeinrichtung (18) zur Berechnung eines Liniensegments, welches den Nadeleintrittspunkt und den Zielpunkt miteinander verbindet, und Anzeigen des Liniensegments als Führungslinie (GL) in Überlagerung zu den Schnittbildern zur Führung der Schubnadel.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, welche ferner eine Schnittpunktsberechnungs- und -anzeigeeinrichtung (20) zur aufeinanderfolgenden Berechnung von Schnittpunkten der Scheibenebenen mit der Führungslinie (GL) ansprechend auf die Verschiebung der Scheibenebenen und zur Anzeige von Schnittpunktsmarken (MP), die die Schnittpunkte angeben, in Überlagerung zu den Schnittbildern aufweist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, welche ferner eine Scheibendickenreichweitenberechnungs- und -anzeigeeinrichtung (24) zum aufeinanderfolgenden Berechnen von Scheibendickenreichweiten, die sich jeweils zwischen entgegengesetzten Enden eines Abschnitts der Führungslinie (GL) erstrecken, der innerhalb einer Scheibendicke vorhanden ist, ansprechend auf das Verschieben der Scheibenebenen und zum Anzeigen der Scheibendickenreichweiten der Führungslinie in Überlagerung zu den Schnittbildern aufweist.
4. Vorrichtung nach Anspruch 1, welche ferner eine Winkelberechnungs- und -anzeigeeinrichtung (21) zur Berechnung von Winkeln zwischen der Führungslinie (GL) und bestimmten Referenzachsen sowie zur Anzeige der Winkel gleichzeitig mit den Schnittbildern auf dem Anzeigemonitor (16) aufweist.
5. Vorrichtung nach Anspruch 1, welche ferner eine Laser-Emissionseinrichtung zur Berechnung von Winkeln zwischen der Führungslinie (GL) und bestimmten Referenzachsen und zur Abgabe eines Laser-Strahls auf den Patienten, der eine Richtung angibt, die den Winkeln entspricht, um so eine Richtung anzuzeigen, in der die Schubnadel zu führen ist, aufweist.
6. Vorrichtung nach Anspruch 1, welche ferner eine Längenberechnungs- und -anzeigeeinrichtung (22) zur Berechnung einer Länge der Führungslinie (GL) und zum Anzeigen der Länge gleichzeitig mit den Schnitt-

bildern auf dem Anzeigemonitor (16) aufweist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Bildschirmeingabeeinrichtung (9) in der Lage ist, mehrere Nadeleintrittspunkte und mehrere Zielpunkte zu bezeichnen und einzugeben, die Führungslinienberechnungs- und -anzeigeeinrichtung (22) so eingerichtet ist, daß sie, wenn die Bildschirmeingabeeinrichtung (17) mehrere Nadeleintrittspunkte und mehrere Zielpunkte bezeichnet und eingibt, überlagert zu den Schnittbildern mehrere den Nadeleintrittspunkten und den Zielpunkten entsprechende Führungslinien anzeigt.

8. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Radiographievorrichtung eine Röntgen-CT-Vorrichtung ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Radiographievorrichtung eine Magnetresonanzzabbildungsvorrichtung ist.

Hierzu 12 Seite(n) Zeichnungen

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

Fig. 1 (STAND DER TECHNIK)

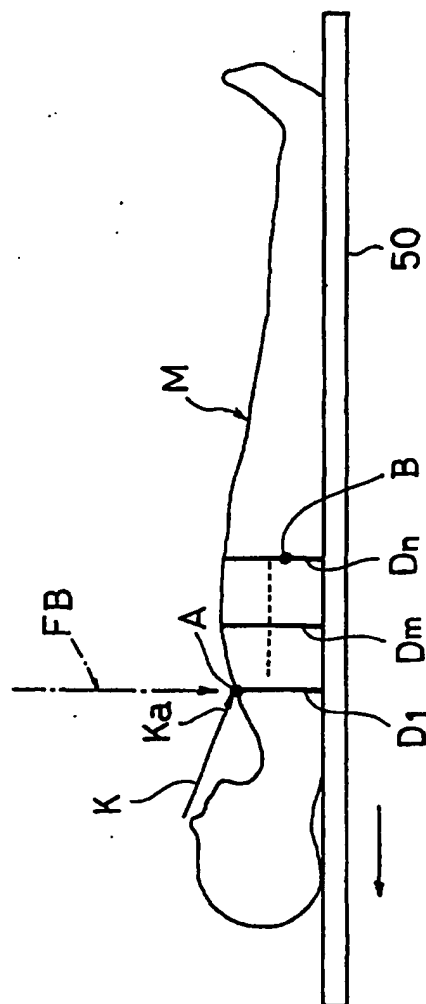


Fig.2A
(STAND DER
TECHNIK)

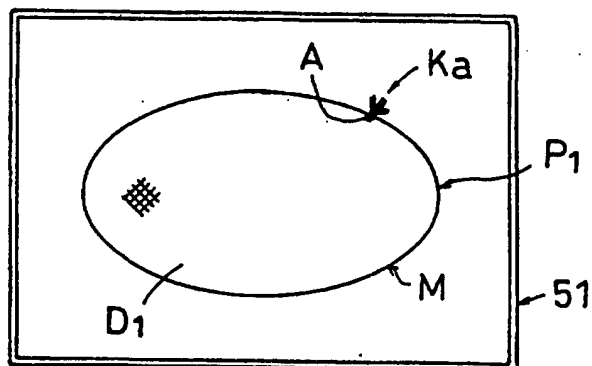


Fig.2B
(STAND DER
TECHNIK)

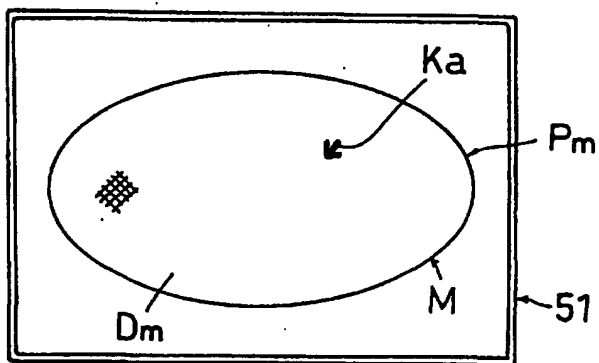


Fig.2C
(STAND DER
TECHNIK)

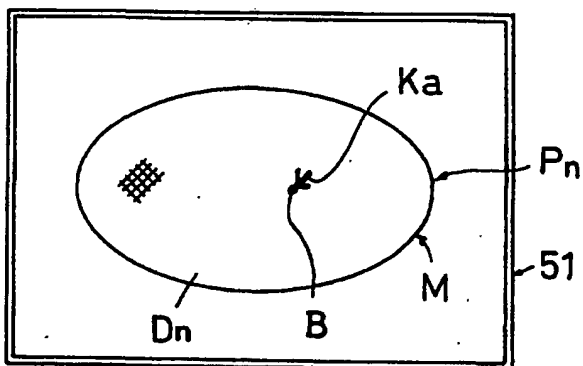


Fig.3

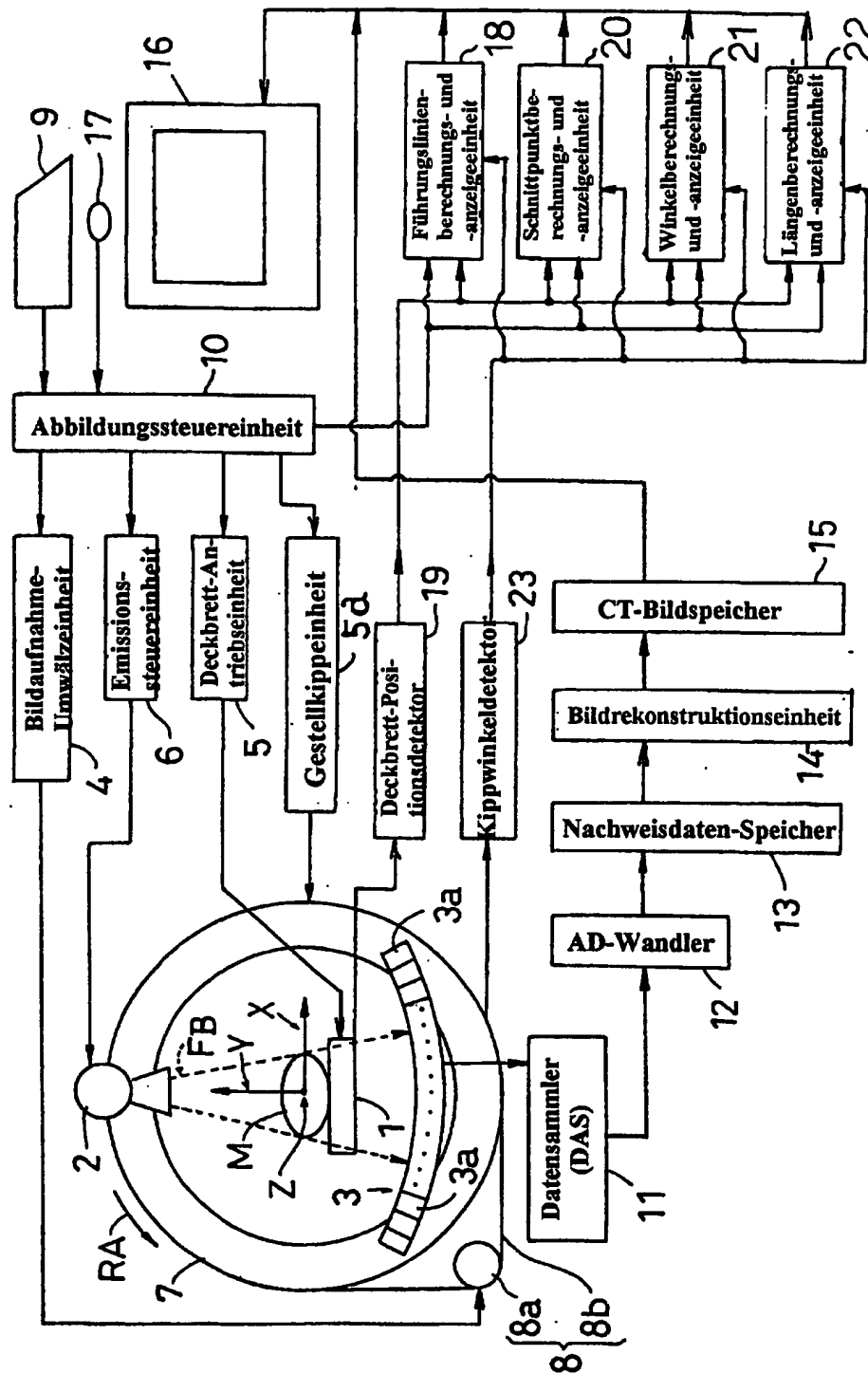


Fig. 4

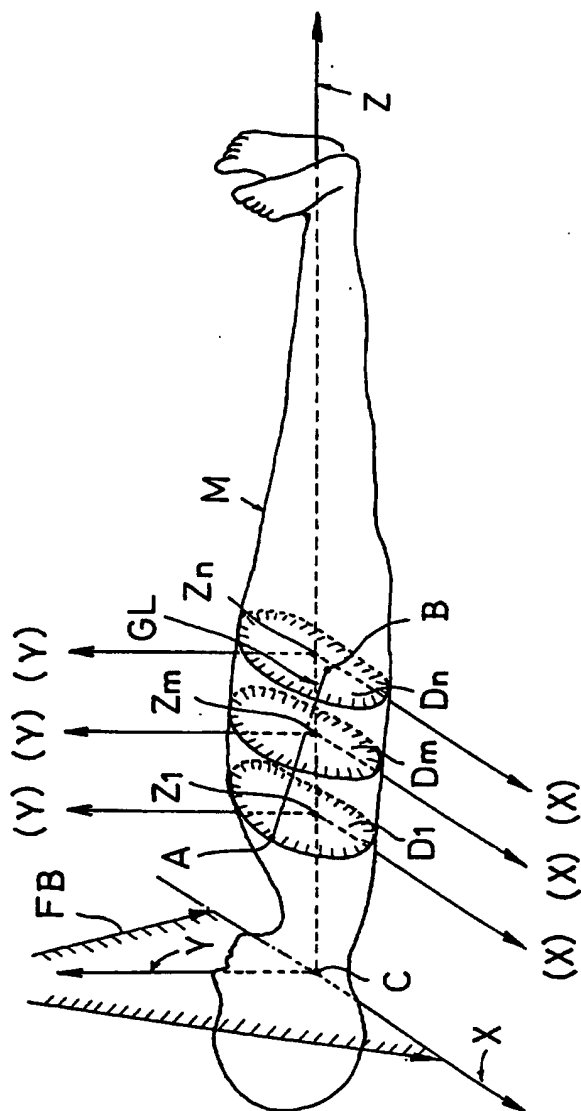


Fig. 5

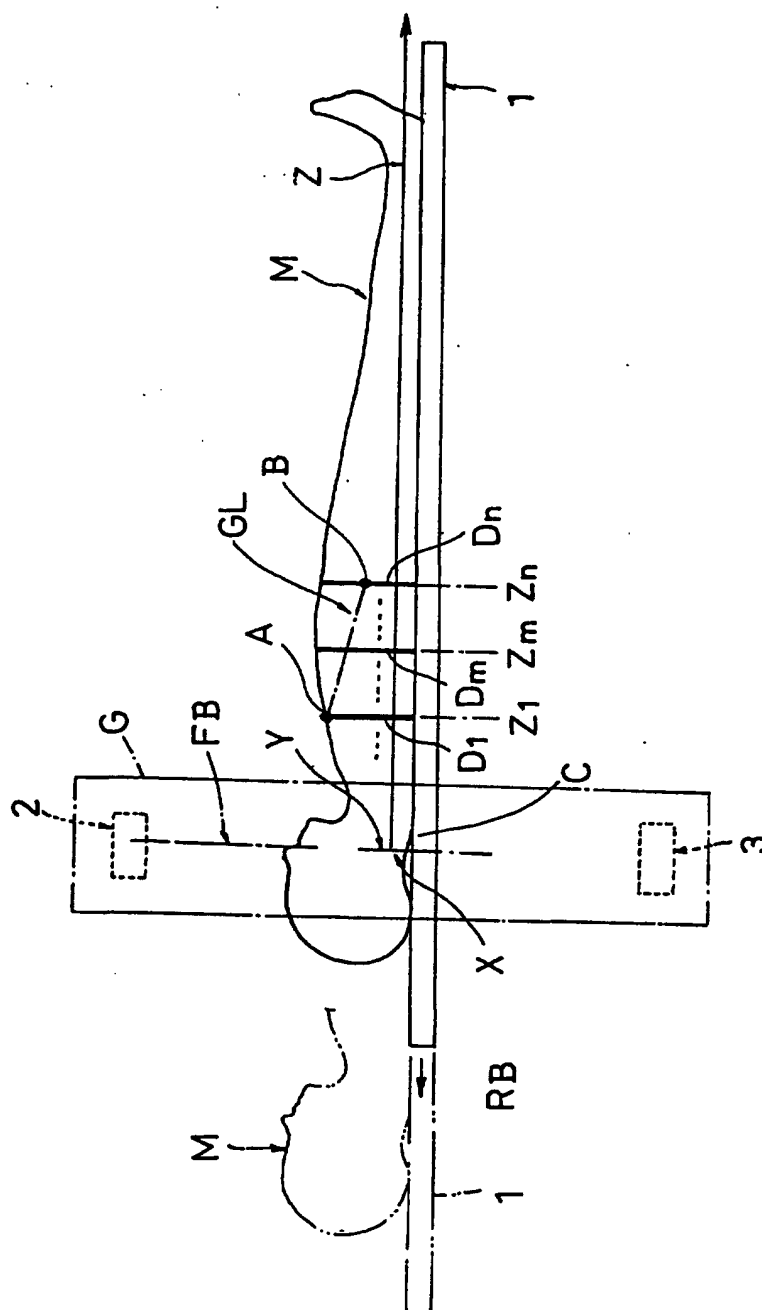


Fig.6

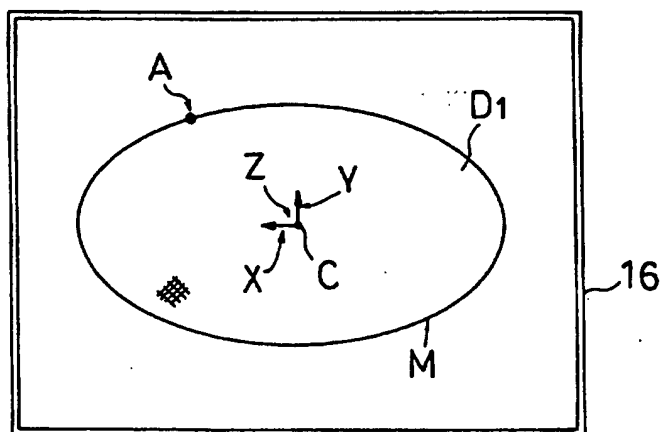


Fig.7

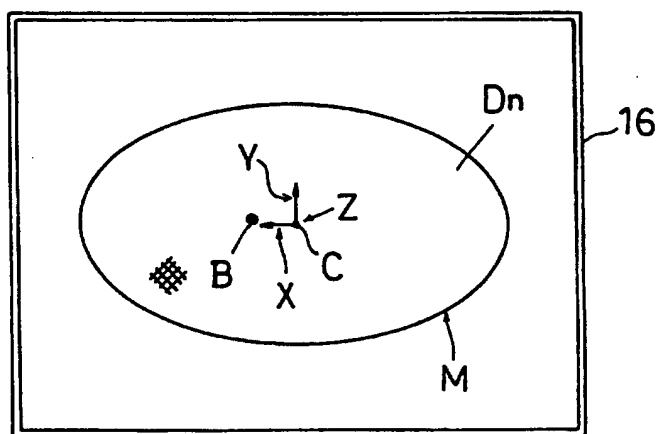


Fig.8

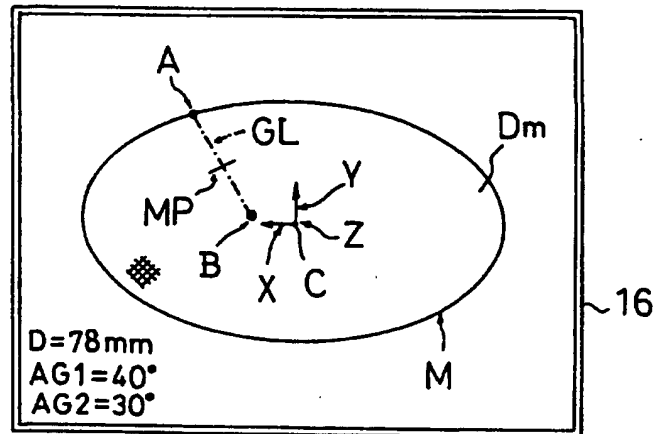


Fig.9

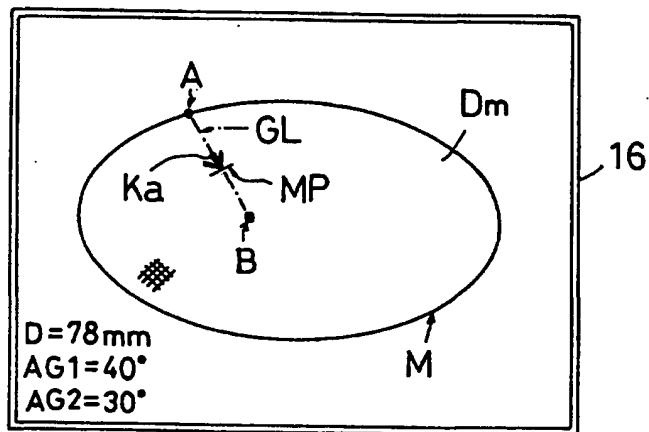


Fig.10

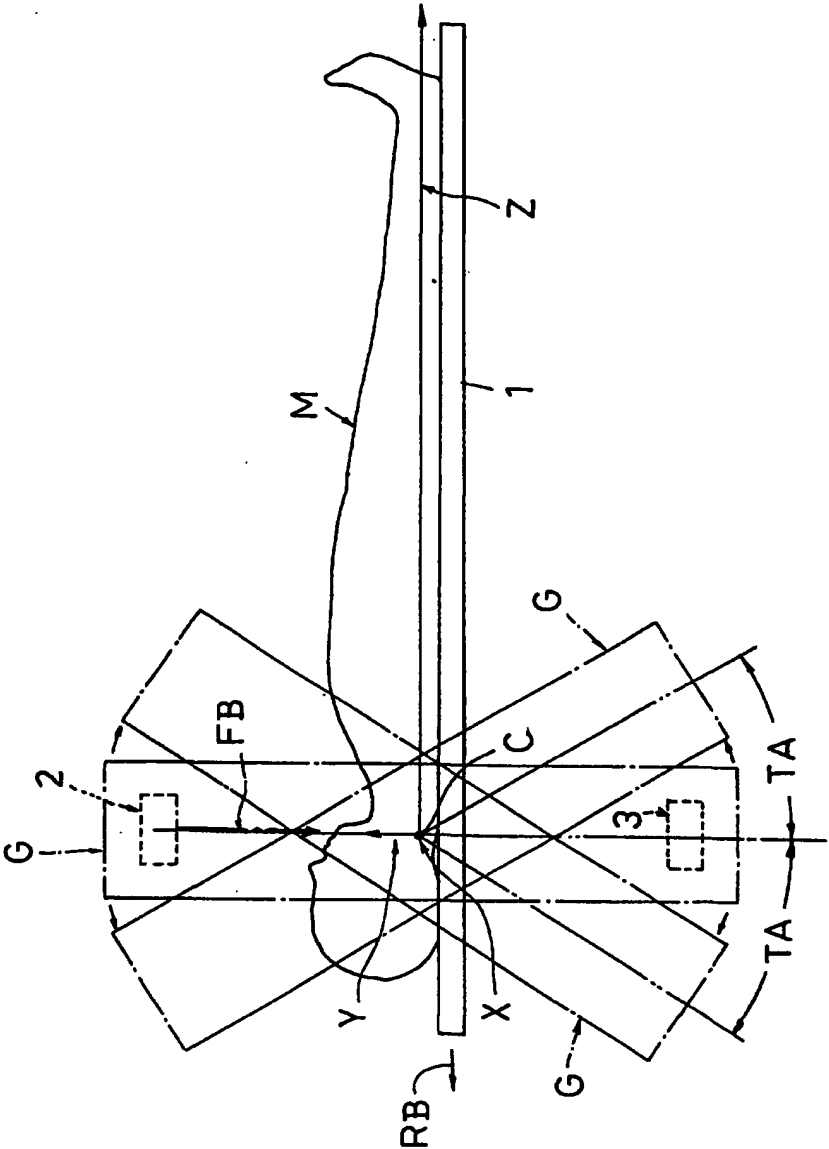


Fig.11

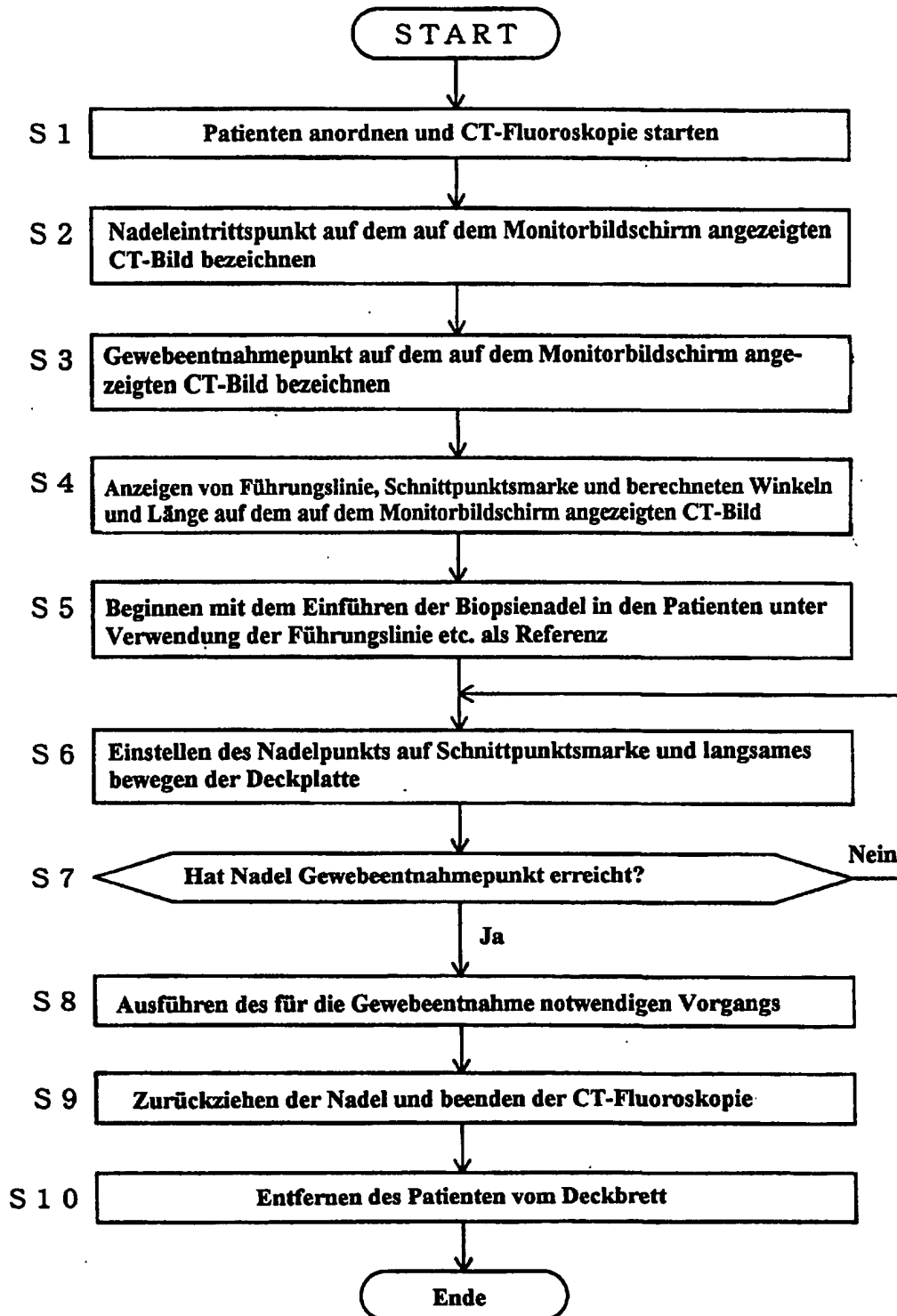


Fig. 12

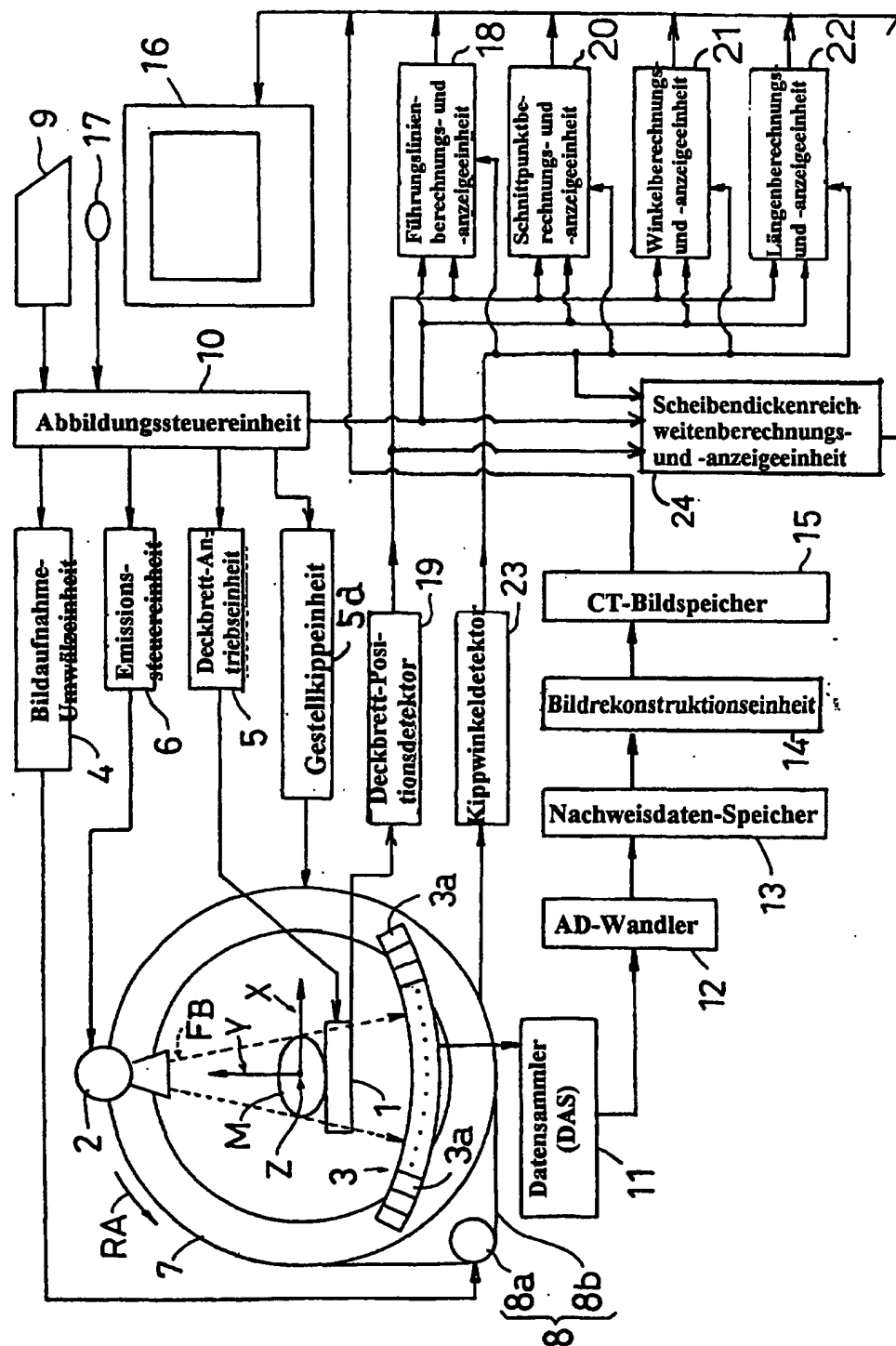


Fig.13

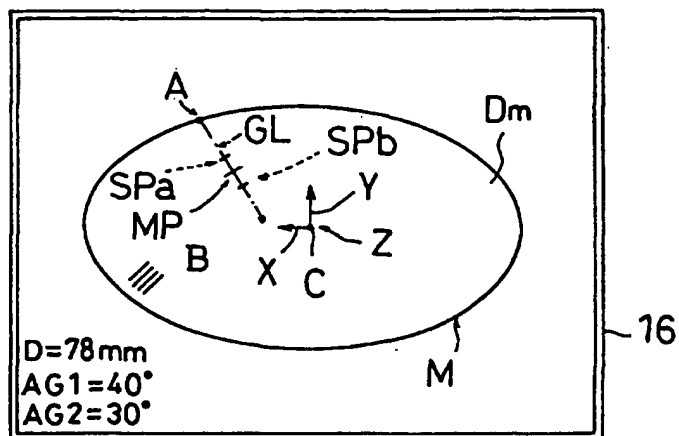


Fig.14

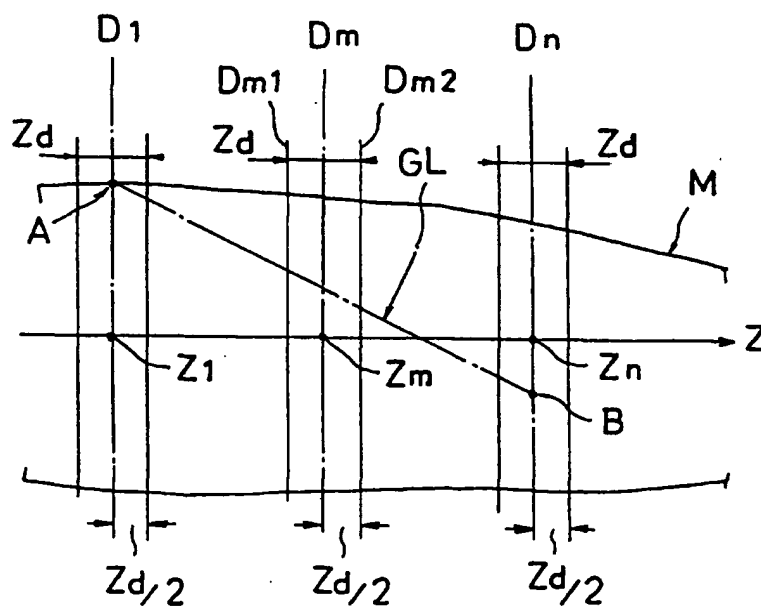


Fig.15

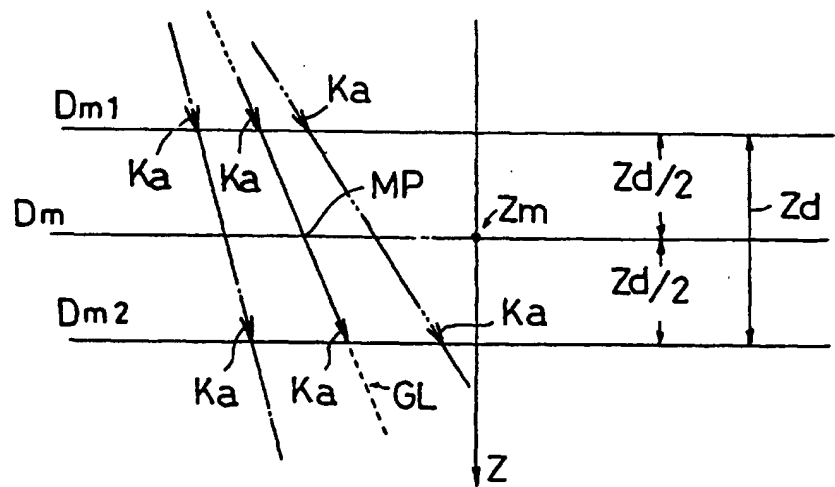


Fig.16A

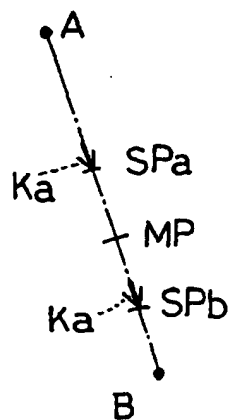


Fig.16B

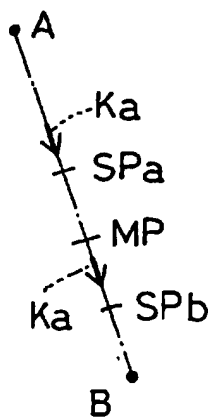


Fig.16C

